

Hugo Alexandre da Silva Pais

**Eficácia dos sistemas de instrumentação rotatória endodôntica:
ProTaper[®] Universal, HyFlex[®] CM e RECIPROC[®]**

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2014

Hugo Alexandre da Silva Pais

**Eficácia dos sistemas de instrumentação rotatória endodôntica:
ProTaper® Universal, HyFlex® CM e RECIPROC®**

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2014

Hugo Alexandre da Silva Pais

**Eficácia dos sistemas de instrumentação rotatória endodôntica:
ProTaper® Universal, HyFlex® CM e RECIPROC®**

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em
Medicina Dentária

Resumo

A evolução que tem caracterizado a Endodontia, permitiu avanços significativos tanto ao nível dos materiais utilizados para o fabrico de instrumentos, bem como o modo que estes são fabricados. O aumento da eficiência, resistência à fadiga cíclica e torção e diminuição do risco de acidentes durante a instrumentação têm sido as orientações dos principais fabricantes de instrumentos.

Este trabalho de revisão bibliográfica, tem como principal objetivo a comparação de 3 sistemas de instrumentação, ProTaper Universal[®], HyFlex[®] CM e RECIPROC[®]. Para tal procedeu-se à sua descrição e analisou-se as vantagens e desvantagens de cada um.

A recolha de material bibliográfico foi feita recorrendo a motores de busca introduzindo/conjugando as seguintes palavras-chave: “*endodontics*”, “ProTaper Universal”, “RECIPROC”, “HyFlex”, “Níquel-Titânio”, “*technique*”, “M-Wire”, “CM-Wire”, “*cyclic fatigue*”, “*study*”, “*characteristics*” e “*instrumentation*”. Foi feita também a consulta de livros em bibliotecas.

Depois de feita a análise dos resultados não se pode considerar que exista um instrumento ideal. Contudo o sistema HyFlex[®] CM tem claras vantagens no que respeita a fraturas por fadiga cíclica e elasticidade, o que pode ser vantajoso na instrumentação de canais estreitos e curvos. No que respeita à remoção de dentina, conformação do sistema de canais radiculares e rapidez e facilidade de instrumentação são fatores a favor das limas RECIPROC[®]. O recurso ao sistema ProTaper[®] Universal revelou-se eficiente, embora se tenha mostrado inferior aos demais.

Abstract

The evolution characterized Endodontic has allowed significant improvements in terms of both materials used for manufacturing instruments, and the way they are manufactured. Increased efficiency, resistance to cyclic fatigue and torsional and decreased risk of accidents during instrumentation.

This bibliographical review aims is compare 3 instrumentation systems, ProTaper[®] Universal, HyFlex[®] CM and RECIPROC[®]. For this to happen, its description and analyzed the advantages and disadvantages of each.

The research of bibliographic material was done using search engines and introducing/combining the following key-words: "endodontics", "ProTaper Universal", "RECIPROC", "HyFlex", "Nickel-Titanium", "technique", "M -Wire", "CM-Wire", "cyclic fatigue", "study", "characteristics" and "instrumentation". It was also made to consult the books in libraries.

Having made the analysis of the results cannot be considered that there is an ideal instrument. However, the HyFlex[®] CM system has clear advantages with respect to cyclic fatigue fracture and elasticity, which may be advantageous in instrumentation of curved root canals. With regard to the removal of dentin, root canal forming, system quickly and easily instrumentation are factors in favor of RECIPROC[®] files. The use of ProTaper[®] Universal system proved to be efficient, although it has shown inferior to the other.

Agradecimentos

Agradeço à minha família e amigos, em especial aos meus pais, todo o apoio e incentivo, que permitiram a conclusão desta monografia e do curso de Medicina Dentária.

A todos os professores que me acompanharam ao longo do curso, um muito obrigado por todos os ensinamentos, amizade e paciência.

Ao meu orientar, Professor Doutor Duarte Nuno Guimarães, muito obrigado pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho, mas também pela amizade que demonstrou desde o primeiro dia que o conheci.

À Professora Doutora Sandra Gavinha, um muito obrigado. É difícil encontrar adjetivos à altura do seu profissionalismo, mas também do fantástico ser humano que é.

Índice Geral

I - Introdução.....	1
II - Materiais e Métodos.....	2
III - Desenvolvimento.....	3
1 - História da Endodontia.....	3
2 - Ligas e Materiais.....	5
i - Instrumentação manual.....	5
ii - Liga de aço.....	7
iii - Limas do tipo K-File®	8
iv - Liga de NiTi.....	9
v - M-Wire.....	9
vi - Limas de NiTi.....	10
3 - Princípios básicos de instrumentação.....	12
i - Comprimento de trabalho.....	12
ii - Calibre apical.....	15
iii - Conicidade.....	15
4 - Erros de instrumentação.....	16
i - Fraturas.....	16
ii - Desvios/Falsos trajetos/Degraus.....	19
iii - Zip's.....	20
iv - Perfurações.....	21
IV - Sistemas de instrumentação.....	24
1 - ProTaper® Universal.....	24
2 - RECIPROC®	28

3 - HyFlex [®] CM.....	33
V - Resultados.....	38
VI - Discussão.....	41
VII - Conclusão.....	44
VIII - Bibliografia.....	45

Índice de Figuras

Figura 1 - Etapas da técnica de Roane ou das forças balanceadas (Adaptado de Ingle, J. et al., 2002).....	5
Figura 2 - Determinação da primeira lima do Step-Back (Adaptado de http://es.slideshare.net/maradelmila/endodoncia).....	7
Figura 3 - Exemplo de lima K-File [®] (Retirado de http://arturpaiva.blogspot.pt).....	8
Figura 4 - Exemplo de técnica de Rx periapical (Retirado de http://endo-e.com/odontometria.htm).....	13
Figura 5 - LEA MORITA Root ZX [®] II (Retirado de http://morita.com).....	14
Figura 6 - Exemplo do início de falso trajeto (Retirado de http://kiranvanama.blogspot.pt/2012/09/pre-bending-small-instruments-to.html).....	20
Figura 7 - Zip apical (Retirado de http://onlinedentalbook.blogspot.pt/2009_12_05_archive.html).....	21
Figura 8 - Tratamento de perfuração do soalho da câmara pulpar. A: Zona da perfuração preenchida com sangue; B: Remoção do excesso de sangue; C: Obturação da perfuração com MTA (Adaptado de Aggarwal V. et al., 2013).....	23
Figura 9 - Limas do sistema ProTaper [®] Universal com indicação dos respetivos calibres apicais e conicidade (Retirado de DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzeland).....	24
Figura 10 - A: Ponta inativa de lima ProTaper [®] ; B: Secção transversal de lima ProTaper [®] (Adaptado de Ruddle, 2005).....	25
Figura 11 - Limas do sistema ProTaper [®] (Adaptado de DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzeland).....	27

Figura 12 - Secção transversal de lima RECIPROC [®] , ampliação 300x (Retirado de VDW, Munich, Germany).....	29
Figura 13 - Limas do sistema RECIPROC [®] (Retirado de VDW, Munich, Germany).....	30
Figura 14 - Movimento recíprocante do sistema RECIPROC [®] (Retirado de VDW, Munich, Germany).....	31
Figura 15 - Motores específicos para o sistema RECIPROC [®] : Esquerda: VDW.SILVER [®] RECIPROC [®] ; Direita: VDW.GOLD [®] RECIPROC [®] (Retirado de VDW, Munich, Germany).....	31
Figura 16 - A: Ponta inativa de lima HyFlex [®] CM (Adaptado de Peters et al., 2012); B - Lima HyFlex [®] CM danificada (Adaptado de Shen et al., 2013a).....	34
Figura 17 - Diferentes fases de utilização das limas HyFlex [®] CM (Adaptado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).....	34
Figura 18 - Kit standart de limas HyFlex [®] CM (Retirado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).....	35
Figura 19 - Motor Canal CanalPro CL [™] (Retirado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).....	37

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Resultados relativos a fraturas, resistência à torção e fadiga cíclica.....38

Tabela 2 - Resultados relativos a tempo de trabalho, desvio apical, extrusão apical, eficiência de limpeza e perfurações.....40

Abreviaturas e Siglas

Rx - Raio X

TE - Tratamento Endodôntico

NiTi - Níquel-Titânio

rpm - Rotações por minuto

N·cm - Newton por centímetro

mm - Milímetro

CAD - Comprimento aparente do dente

CED - Comprimento estimado do dente

CT - Comprimento de trabalho

CR - Canal radicular

MD - Médico Dentista

SCR - Sistema de canais radiculares

TENC - Tratamento Endodôntico não cirurgico

LEA - Localizador apical electrónico

MTA - Agregado Trióxido Mineral

PTU - ProTaper Universal

M - Molar

PM - Pré-molar

inf. - Inferior

% - Percentagem

kHz – Quilo-hertz

I - Introdução

A Endodontia é a vertente da Medicina Dentária que se encarrega do tratamento dos tecidos pulpare e periapicais, tendo como principais objetivos a eliminação da dor e conservação das peças dentárias.

Ao longo de tempo a evolução das técnicas e materiais utilizados para a realização dos tratamentos endodônticos (TE) foi enorme, desde o seu início com recurso a limas manuais de aço de carbono até aos sistemas de instrumentação mecanizada que recorrem a limas fabricadas de Níquel-Titânio (NiTi) (Hargreaves K. e Cohen S., 2011; McSpadden J., 2007).

A evolução dos materiais permitiu assim uma maior flexibilidade e resistência dos instrumentos, resultando na diminuição do risco de acidentes e otimização da limpeza e desinfeção do sistema de canais radiculares (SCR) (McSpadden J., 2007).

Sabe-se hoje que o tratamento mecânico do SCR é de extrema importância, uma vez que a limpeza e conformação do canal é vital para a atuação dos irrigantes, o principal responsável pela desinfeção bacteriana (Castellucci A., 2005).

Na sequencia da evolução dos materiais, dentro do Níquel-Titânio houve uma tentativa da sua optimização, surgindo novas ligas como o M-Wire ou o CM-Wire. As novas ligas apresentaram uma superelastecidade incomparável e uma elevadíssima resistência à fadiga motivando o aparecimento de novos sistemas de instrumentação mecanizada (Zhou et al., 2012; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b).

Posto isto, neste estudo pretende-se avaliar a eficiência de três diferente sistemas de instrumentação, em que cada um deles se constitui de uma liga distinta, tentando também que os sistemas avaliados se enquadrassem em dois tipos diferentes de movimento, rotatório continuo e reciprocante.

II - Materiais e Métodos

A presente dissertação foi feita com base numa pesquisa bibliográfica, pesquisa essa que decorreu entre Janeiro de 2014 e Novembro de 2014 com data de publicação de 2002 a 2014. Para recolha de informação recorreu-se à Biblioteca Ricardo Reis da Universidade Fernando Pessoa, à Biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, à Biblioteca da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra e aos motores de busca, PubMed, Elsevier, e Science Direct. Como forma de encontrar material de interesse foram conjugadas e introduzidas as seguintes palavras-chave: “*endodontics*”, “ProTaper Universal”, “RECIPROC”, “HyFlex”, “Níquel-Titânio”, “*technique*”, “M-Wire”, “CM-Wire”, “*cyclic fatigue*”, “*study*”, “*characteristics*” e “*instrumentation*”. Foram encontrados 90 artigos, dos quais foram utilizados 57 porque cumpriam os critérios de inclusão estabelecidos. Também foram consultados 8 livros.

III - Desenvolvimento

1 - História da endodontia

A primeira endodontia de que há relato, remonta ao período Helénico. Tratou-se da obturação radicular de um incisivo lateral, com recurso a um arame de bronze, que bloqueava apenas a entrada do canal radicular (Ingle, J. et al., 2002).

Em 1746, Pierre Fauchard, executa a primeira remoção de polpa dentária. Fauchar, considerado o pai da Medicina Dentária moderna, propôs então que se colocasse algodão com Eugenol em cavidades de cárie profundas para eliminar a dor. Caso houve presença de abscesso, este devia ser drenado através da introdução de uma sonda, possibilitando assim a extrusão do pus e alívio da dor (Ingle, J. et al., 2002).

Mais tarde, em 1836, Shearjashub Spooner, utilizando trióxido de arsénio, procede à desvitalização da polpa (Ingle, J. et al., 2002).

A primeira escola de Medicina Dentária é inaugurada em Baltimor nos Estados Unidos em 1839 (Ingle, J. et al., 2002).

O uso da Gutta-percha e do dique de borracha, em Medicina Dentária, deu-se em 1847 e 1864, respetivamente. A Guta na altura era utilizada, misturando-a com Hidróxido de Cálcio (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

Em 1890, Miller, demonstra a presença de microrganismos no sistema de canais radiculares e a sua importância na etiologia de doenças pulpares e periapicais. A partir da descoberta de Miller o tratamento Endodôntico deixa de ser apenas a obturação do sistema de canais radiculares e passou a pesquisar-se algum tipo de medicamento capaz de combater e eliminar a infeção microbiana (Ingle, J. et al., 2002).

O Hidróxido de Cálcio assumia uma nova notoriedade em 1920. Hermann iniciou uma nova concepção da Medicina Dentária ao propor a obturação de canais radicular com recurso a este tipo de material. Contudo 5 anos mais tarde, Rickert voltava a

inovar quando usara a Gutta-percha conjuntamente com um cimento para proceder à técnica de obturação (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

Mas é na década de 30 que se dá o maior avanço no que à desinfecção diz respeito. Grossman, um dos pilares da Endodontia moderna, declara o Hipoclorito de Sódio como uma substância irrigante, e vai um pouco mais longe alertando para a necessidade de standardização dos instrumentos Endodônticos. Seguindo a ideia proposta por Grossman, Ingle e Levine propuseram as normas de standardização dos instrumentos Endodônticos (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

Em meados de 60 Schilder propõe a primeira vez que a obturação do sistema de canais radiculares fosse executada com Gutta-percha plastificada através de calor (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

Nos Estados Unidos, em 1964, o título de especialista em Endodontia é reconhecido pela primeira vez (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

Apesar dos avanços conseguidos, é a partir dos anos 80 que se dá a maior evolução. Os avanços em termos de materiais utilizados, técnicas de instrumentação e irrigação, bem como a obtenção de imagens radiográficas digitais, foram um grande impulso na Endodontia. Roane introduz a técnica que ficou batizada com o seu nome “técnica de Roane” ou das forças balanceadas. Wildey e Senia sugerem a utilização de um movimento rotatório contínuo com limas modificadas no desenho e tipo de material que as constitui. McSpadden, bem como outros investigadores, fizeram as alterações necessárias, e permitiram que a instrumentação rotatória contínua fosse possível (Ingle, J. et al., 2002; Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

2 - Ligas e Materiais

i - Instrumentação Manual

As limas do tipo K-File® constituem o grupo de limas mais utilizado na instrumentação do sistema de canais radiculares. Contudo quando se recorre a este tipo de instrumentos, pode-se dizer que ele é constituído por dois grandes grupos: as limas do tipo K-File® e as de Hedström® (Ingle, J. et al., 2002).

A técnica de Roane, nome do seu autor, associa uma diferente sequência de movimentos, que se revelaram ser o tipo de movimentos mais eficaz na instrumentação manual, tornando-se assim uma técnica de eleição. Na realização começa-se por inserir a lima com um movimento de $\frac{1}{4}$ de volta no sentido horário, promovendo assim uma boa adaptação entre a lima e as paredes do canal, em seguida realiza-se um movimento de $\frac{3}{4}$ volta no sentido anti-horário com uma ligeira pressão apical, com o intuito de promover o corte da dentina, e por último realiza-se a remoção da *Smear layer* com a realização de duas voltas no sentido horário (Ingle, J. et al., 2002).

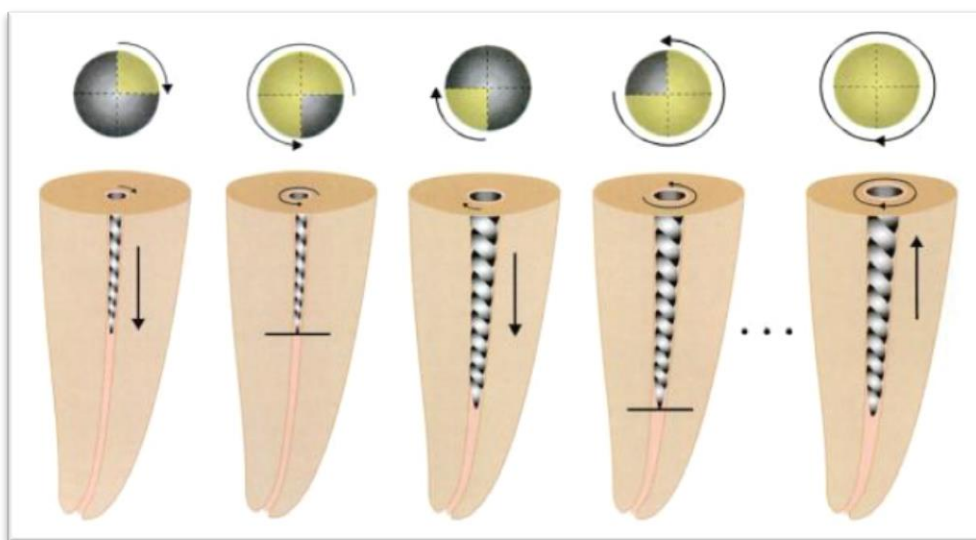


Fig. 1 - Etapas da técnica de Roane ou das forças balanceadas (Adaptado de Ingle, J. et al., 2002)

Contudo a instrumentação manual não se resume à técnica de Roane, existindo outras tais como: normalizada, telescópica, semi-telescópica e a do *Crown-Down* e *Step-Back* (Ingle, J. et al., 2002).

Sendo a técnica do *Crown-Down* e *Step-Back* a que mais se utiliza quando se recorre às limas manuais para instrumentar o sistema de canais radiculares, bem como a mais amplamente descrita na literatura, optando-se pela sua descrição.

Numa primeira fase dá-se a realização do *Crown-Down*, que se inicia com lima de maior calibre que entra 2 a 3 mm no interior do canal radicular. Quando selecionada essa lima, é feita uma sequência que consiste em diminuir para a lima de calibre imediatamente a seguir à medida que se “avança” no sentido apical. Essa troca é feita a cada mm que progredimos, ou seja de 1 em 1 mm, até ser atingida a medida dos 2/3 coronários. Com esta técnica consegue-se uma conformação do canal cônica e com um diâmetro superior. É de extrema importância e não deve ser descurada a irrigação entre cada lima (Ingle, J. et al., 2002).

Já o *Step-Back* inicia-se com a determinação do comprimento de trabalho (CT), retirando 2 mm ao comprimento aparente do dente (CAD), com vista a obter-se o comprimento estimado do dente (CED). É colocada uma lima k10 ou k15 dentro do canal com o CED e é feito um Rx para verificar se há coincidência com o CT. Caso o comprimento estimado e o CT sejam coincidentes avança-se com a determinação da lima de calibre apical, no caso de não serem retira-se ou aumenta-se a medida em excesso ou em falta e realiza-se novo Rx para confirmação. De um modo mais rápido e simples esta medida obtida confirma-se com recurso a um LEA.

Introduz-se cuidadosamente limas dentro do canal radicular (CR), de menor calibre para maior, até se obter travamento apical. Neste momento significa que foi encontrada a primeira lima do *Step-Back* que terá que ter um calibre apical igual ou superior a 0,25mm (Ingle J., 2002).

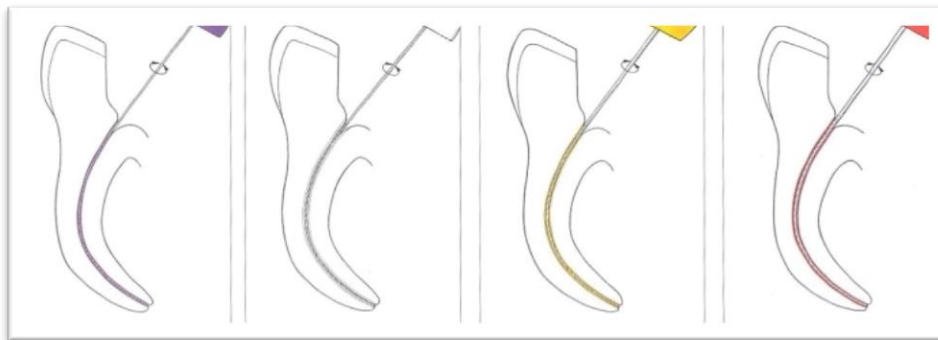


Fig 2 - Determinação da primeira lima do *Step-Back* (Adaptado de <http://es.slideshare.net/maradelmila/endodoncia>)

Agora, e recorrendo aos movimentos de Roane, instrumenta-se, invertendo a sequência do *Crown-Down*, isto é, aumenta-se o calibre da lima para a imediatamente a seguir, diminuindo 1 mm ao CT a cada lima que se troca. É vital que entre limas se faça a permeabilização apical com recurso a limas K10 marcadas com o CT mais 1 mm, se irrigue copiosamente e recapitule o canal em todo o CT com a lima de calibre apical (Ingle, J. et al., 2002).

ii - Ligas de Aço

Em 1961 é introduzido no mundo da Endodontia o aço inoxidável, ganhando desde logo uma grande notoriedade devido às suas propriedades, nomeadamente flexibilidade e resistência à corrosão (Leonardo M. e Leonardo R., 2002).

A formação deste tipo de liga dá-se através da adição de 12 a 30% de cromo ao aço. Há assim a formação de uma camada protetora à superfície da lima que irá impedir a sua corrosão quando exposta a elementos oxidantes, como por exemplo o Oxigénio (Anusavice, 2005).

Os principais tipos de aços inoxidáveis dividem-se em: ferríticos, martensíticos e austeníticos. Relativamente à Endodontia os aços inoxidáveis do tipo austeníticos são os que mais interessam, pois dos três são os que têm maior resistência à corrosão. Outras propriedades como a sua ductibilidade, ou seja, a sua capacidade de deformação a frio sem que haja fratura, bem com o seu custo aceitável também

contribuíram para a sua preferência (Anusavice, 2005).

As limas de aço inoxidável, devidos às suas propriedades, podem ser pré-curvadas. Contudo, quanto maior for o calibre da lima, menor é a sua flexibilidade, o que leva o seu desuso em canais curvos por poder provocar fraturas, perfurações ou transporte apical (McSpadden, 2007).

iii - Limas do tipo K-File®

São limas fabricadas em aço inoxidável. Podem apresentar secções triangulares, quadrangulares ou losangulares, e a sua confeção é feita por torção ao longo do seu eixo longitudinal. No mercado podem ser encontradas com os comprimentos de 21, 25, 28 ou 31mm, podendo ter ponta ativa ou não. Este tipo de limas pode ser útil tanto na negociação de canais radiculares, como na sua instrumentação (Hargraves K. e Cohen S., 2011).

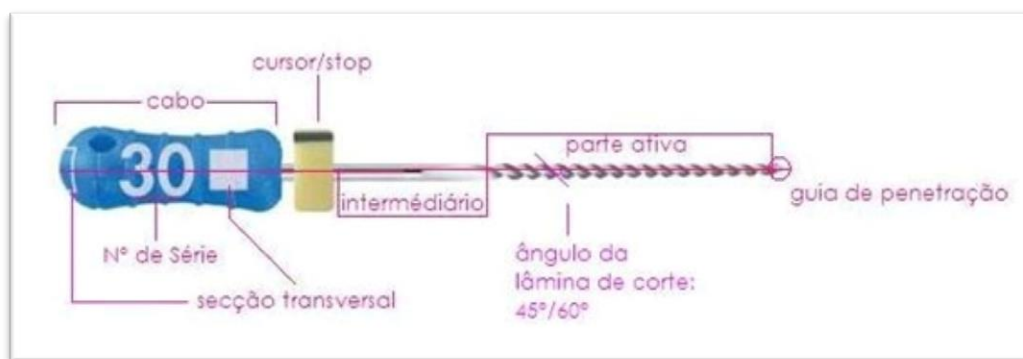


Fig. 3 - Exemplo de lima K-File® (Retirado de <http://arturpaiva.blogspot.pt>)

A rigidez que caracteriza as limas do tipo K-File® é uma das suas limitações, pois com o aumento do calibre ela também aumenta, levando a que não sejam utilizadas para instrumentação de canais com curvaturas acentuadas com vista a diminuir o risco de acidentes como, transporte ou desvio apical (Bergenholtz G. et al., 2010).

Posto isto, e com o objetivo de contrariar os aspetos negativos deste tipo de lima, houve a necessidade da sua confecção com recurso a outro tipo de liga, como o caso

do NiTi, tornando-as significativamente mais flexíveis (Bergenholtz G. et al., 2010; McSpadden, 2007).

iv - Ligas de NiTi

Em meados do século XX deu-se a aparecimentos das primeiras limas de Níquel-Titânio. Este tipo de liga foi inicialmente estudada por Buchler, e surgiu com o nome “Nitinol”, que teve origem nos dois elementos constituintes da liga, o níquel e o titânio (Anusavice, 2005).

No início da sua vida, em 1970 deu-se a introdução comercial das ligas de NiTi, embora nesta fase inicial utilizada como arames ortodônticos (Anusavice, 2005).

A liga de NiTi tem duas grande fases cristalográficas, a fase austenítica e a fase martensítica. Na fase austenítica a sua estrutura cristalina apresenta-se ordenada complexa, enquanto que na martensítica essa estrutura está distorcida. A formação do NiTi pode dar-se com recurso a temperatura ou tensão, sendo que no caso da austenítica a temperatura é elevada e baixa tensão, e na martensítica acontece o inverso, a temperatura é baixa e a tensão é máxima. Entre uma e outra fase, ainda se pode dizer que há uma terceira fase, denominada fase R. Esta fase R consiste numa fase de transição (Anusavice, 2005).

No que respeita à flexibilidade e dureza da liga, a fase martensítica possui maior flexibilidade e menor dureza, enquanto na austenítica há uma maior dureza mas menor flexibilidade (McSpadden, 2007).

v - M-Wire

Após o surgimento do NiTi, deu-se rapidamente a sua adoção por parte dos profissionais de medicina dentária, pois este revelaram uma melhoria significativa em relação aos instrumentos de que se dispunha até então, principalmente ao nível de flexibilidade e resistência (McSpadden, 2007).

No entanto, e apesar da grande evolução ao nível dos materiais e o seu modo de fabricaco, continuaram a imperar algumas preocupações, sobretudo ao nível da fadiga cíclica (Ye J. e Gao Y., 2012).

A evolução deu-se não somente em relação ao tipo de materiais utilizados mas também à maneira como estes eram preparados, podendo assim ocorrer modificação das suas características físicas e mecânicas sem que houvesse mudança do tipo de material (McSpadden, 2007).

Após alguns estudos, a descoberta do M-Wire dá-se através de uma nova técnica que submete o NiTi a ciclos termomecânicos, isto é, a liga original de NiTi é submetida a vários ciclos térmicos e a uma determinada pressão (Pereira E. et al., 2012; Ye J. e Gao Y., 2012; Gutmann J. e Gao Y., 2011; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a).

A nova liga de níquel-titânio possui três fases cristalinas distintas: martensítica, fase-R e austenítica. A fase-R desta liga era então induzida pela nova forma de tratar o NiTi e revelou uma superelastecidade que nunca tinha sido conseguida antes, aumentando significativamente a flexibilidade dos instrumentos e respectivamente a sua resistência à fadiga cíclica (Ye J. e Gao Y., 2012; Gutmann J. e Gao Y., 2011; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a).

vi - Limas de NiTi

As limas de NiTi apresentam duas características principais relativamente às ligas de aço inoxidável convencionais, uma maior flexibilidade e uma maior resistência ao stress ou fadiga cíclica. Tais caraterísticas devem-se ao seu elevado módulo de elasticidade, permitindo que estas recuperem a sua forma inicial, quando o seu limite elástico não é ultrapassado, ao contrário das limas de aço (Ingle, J. et al., 2002).

Com o surgimento deste tipo de material a endodontia sofreu um avanço significativo. O recurso à sua utilização permite a instrumentação mecanizada do sistema de canais radiculares, conseguindo-se assim um tratamento mais rápido e “eficaz”, conferindo

ao canal uma forma cônica e tridimensional, o que, à partida, vai promover uma obturação superior (McSpadden, 2007).

A grande flexibilidade do NiTi levou a que este se tornasse no material de eleição para canais estreitos e com curvaturas acentuadas, contudo a introdução deste tipo de limas mecanizadas nos canais não deve ser feito sem que antes haja uma permeabilização e negociação com limas manuais (Alapati, et al., 2005, cit. in Plotino et al., 2014; McSpadden, 2007).

Quanto ao seu comportamento mecânico os principais fatores a ter em conta para o níquel-titânio são a sua forma geométrica e o modo como o instrumento é fabricado (Versluis, et al., 2012).

3 - Princípios básicos da instrumentação

i - Comprimento de trabalho

O comprimento de trabalho é a medida que dista desde uma referência anatômica escolhida pelo Médico Dentista (MD) até à constrição apical do canal a instrumentar, e deverá ser sempre a mesma ao longo de todo o tratamento. Caso este sofra alguma alteração, pode ser sinónimo de algum tipo de erro a que o operador deverá estar atento (Hargraves K. e Cohen S., 2011; Castellucci, 2005).

A nível apical o CT deverá situar-se ao nível do limite CDC, sendo que em termos coronários não há uma zona específica. O MD deverá escolher uma referência que facilite o seu trabalho e que não interfira com o ato clínico (Hargraves K. e Cohen S., 2011; Castellucci, 2005).

No decorrer do TENC é impreterível que o CT seja cumprido, não devendo haver sub-instrumentação ou sobre-instrumentação. Caso o CT seja diminuído por alguma razão, o canal vai ser sub-instrumentado o que pode acarretar falta de remoção de tecido dentinário infetado, bem como uma posterior obturação sub-entensa. Por outro lado se houver uma sobre-extensão do CT os tecidos periapicais poderão ser lesados, periapicalmente, pelas soluções irrigantes, a extrusão de *Smear layer* e material obturador (Castellucci, 2005).

A obtenção do comprimento de trabalho deve ser executada de duas formas distintas, através de um método mais antigo, o método radiográfico, ou com recurso a um LEA. Em seguida serão explicadas as duas formas para a obtenção do CT.

A - Determinação do CT pelo método radiográfico:

Neste método recorre-se a um Rx inicial para determinar o comprimento aparente do dente, retirando a essa medida 2mm para a distorção radiográfica obtendo o comprimento estimado do dente (este processo deve ser feito logo no início do tratamento). Para calcular o CT propriamente dito marca-se uma lima com o CED e introduz-se a lima no canal. Após a introdução da lima retira-se um novo Rx (Rx de odontometria). Neste Rx confirma-se se a medida do comprimento estimado é

coincidente com o comprimento de trabalho, no caso de ser, então o CT está determinado e será a medida utilizada, caso não seja deverá ser somado ou subtraído consoante se a lima se encontre parca ou transbordante, respectivamente, em relação ao limite CDC. Todos os Rx's tirados deveram respeitar ao máximo um paralelismo para evitar uma distorção radiográfica acentuada (Bergenholtz G. et al., 2010).

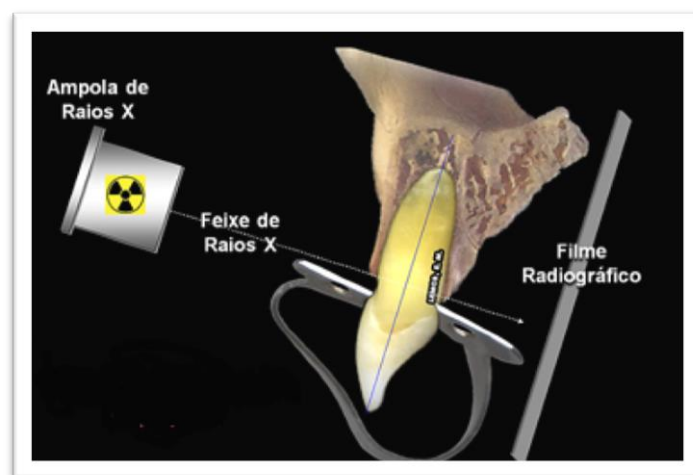


Fig 4: Exemplo de técnica de Rx periapical (Retirado de <http://endo-e.com/odontometria.htm>)

Contudo este método pode apresentar algumas limitações, que se prendem com a distorção radiográfica, reabsorções radiculares externas e a falta de coincidência, na maioria dos casos, entre o ápice e o forâmen apical (Bergenholtz G. et al., 2010).

B - Determinação do CT com recurso a um LEA

Em 1942, Suzuki, após a realização de um estudo *in vivo*, comprovou que a resistência elétrica entre a mucosa oral e o ligamento periodontal tinha um valor constante e igual a 6,5 K Ω . Este estudo foi o mote para Sunada, em 1962, inventar e introduzir o primeiro LEA (Puri N. et al., 2013).

O funcionamento dos localizadores electrónicos apicais atuais, baseia-se na medição alternada de impedâncias. Essa medição é feita utilizando duas ou mais frequências elétricas que são processadas por um determinado algoritmo (D'Assunção et al., 2014).

Os LEA's têm vindo a ser cada vez mais aceites pelos Médicos Dentista porque demonstram uma assertividade maior que as radiografias tradicionais e tornam os processos operatórios mais rápidos, devido à desnecessidade de tirar os vários Rx ao longo do ato clínico (D'Assunção et al., 2014)

D'Assunção et al. explicaram o funcionamento de um LEA comercializado atualmente, o RooT ZX® II. Este instrumento, mede em simultâneo o valor da impedância de duas frequências, 8Khz e 0,4Khz, calculando o quociente de impedância, quociente esse que corresponde à posição da lima dentro do canal radicular.

Para calcular o quociente de impedância, é colocado de um lado do circuito um **clip** em contacto com a mucosa oral e do outro lado uma lima que é introduzida no canal radicular. Esta simplicidade de funcionamento associado à sua precisão culminaram num cada vez maior recurso à sua utilização (Bergenholtz G. Et al., 2010; D'Assunção F. et al., 2014). Martins J. et al. (2014), acrescentaram ainda a não exposição do paciente a radiação, como um fator extremamente importante (Martins J. et al., 2014).

Num estudo de D'Assunção et al., ficou demonstrado que a exatidão do LEA pode variar entre 91,4% e 100%, para deteção de comunicações entre o sistema de canais radiculares e os tecidos periapicais de suporte (D'Assunção F. et al., 2014).



Fig. 5 - LEA MORITA Root ZX® II (Retirado de www.morita.com)

ii - Calibre apical

Pode definir-se calibre apical como o diâmetro da constrição do lúmen do canal ao nível do forâmen apical (Soares, I. e Goldberg, F., 2002; Castellucci, 2005; Hargraves K. e Cohen S., 2011).

Para a sua determinação, recorre-se à primeira lima do Step-Back, lima essa que deverá ser marcada com o CT. Depois de marcada a lima procede-se à sua introdução no canal, exercendo-se força no sentido corono-apical com vista a aferir se a mesma tem travamento para o comprimento de trabalho desejado. Se após a introdução da primeira lima do Step-Back esta apresentar travamento, então o calibre apical será correspondente ao calibre da lima utilizada. Se por outro lado, o travamento desejado não for obtido, deverá aumentar-se sucessivamente o calibre das limas até chegar à que obtém travamento na totalidade do CT (Soares, I. e Goldberg, F., 2002; Hargraves K. e Cohen S., 2011).

iii - Conicidade

A conicidade é uma característica inerente aos instrumentos de endodontia, sendo o vértice do cone coincidente com a ponta ativa do instrumento e a base do cone o limite da parte ativa mais próximo da cabo. A conicidade de uma lima é dada pela razão entre o calibre da mesma na ponta ativa e o que ela vai aumentando a cada milímetro que se sobe, em direção cervical, ao longo da mesma parte ativa, podendo ser constante ou variável, dependendo do tipo de lima e marca. No caso de uma lima do tipo K-File® ou PathFiles®, que têm uma conicidade constante de 2%, significa que a cada milímetro que se dirige de apical para cervical da parte ativa o calibre da mesma aumenta 0.02mm (Soares e Golberg, 2002; Berutti E., 2009; Ingle J., 2002).

4 - Erros de instrumentação

i - Fraturas

A fratura de uma lima endodôntica durante a instrumentação pode ficar a dever-se sobretudo a duas causas, torção ou fadiga cíclica (Gambarini et al., 2008; Varela-Potiño P. et al., 2010; Gambarini et al., 2011; Gambarini et al., 2012; Kim H. et al., 2012).

Pode definir-se facilmente fadiga cíclica como a fratura de uma lima que gira livremente dentro do canal radicular, fratura essa que em regra se dá do lado de maior flexão, ou seja, a zona em termos clínicos onde ocorre a maior curvatura do canal (Gambarini et al., 2012; Arias et al., 2012; Gao Y. et al 2012; Shen et al., 2011a; Capar I. et al., 2014a; Pérez-Higueras J. et al., 2014; Nguyen H. et al., 2014; Kim H. et al., 2012).

Já quando um instrumento que sofre uma fratura por torção, significa que uma qualquer parte da lima que se encontra dentro do canal ficou encravada/presa, mas a lima continua a girar em torno do seu próprio eixo, levando a que o limite de resistência desta seja ultrapassado e fraturando consequentemente (Gambarini et al., 2011; Gambarini et al., 2012; Kim H. et al., 2012; Gambarini et al., 2008).

As causas de uma fratura por fadiga cíclica são diferentes dos factores que provocam a quebra da lima por torção. No caso da fadiga cíclica, quando se dá a rotação da lima dentro do canal, principalmente em curvaturas acentuadas, ocorre uma alternância de forças de tensão e compressão que leva à alteração microestrutural do instrumento, que após vários ciclos de utilização acaba por fraturar. Neste tipo de acontecimentos o torque que se aplica à lima não é o cerne do problema, mas sim o número de utilizações que se dá. Quanto maior for a utilização, maior é a probabilidade de fratura. Pode-se dizer que é uma fratura por “cansaço” do material (De-Deus et al., 2010; Pereira Lopes et al., 2011; Arias et al., 2012; Gao Y. et al 2012; Shen et al., 2011^a; Capar I. et al., 2014a; Pérez-Higueras J. et al., 2014; Nguyen H. et al., 2014; Gambarini et al., 2011; Gambarini et al., 2012; Kim H. et al., 2012).

Contudo, segundo Alapati et al. (2005) (cit. in Plotino et al., 2014), a fadiga cíclica não é o principal responsável pela fratura das limas de NiTi de instrumentação endodôntica rotatória. A torção apresenta-se como o responsável máximo por este tipo de acontecimentos, acontecimentos esses que podem ser desencadeados por diversos fatores, entre eles a escassa irrigação, o não pré alargamento do sistema de canais radiculares com limas manuais ou mesmo o encravamento da lima contra as paredes do canal radicular. Esses fatores predisõem um aumento excessivo da carga numa determinada zona da lima, levando à sua fratura (Plotino et al., 2014; Kim H. et al., 2012; De-Deus et al., 2010).

Nas fraturas por torção o torque é o principal causador deste tipo de ocorrências. Contudo a rutura do instrumento só se dá se este, por algum motivo, ficar encravado dentro do canal. No caso de não haver nenhum tipo de erro/encravamento pode ser aplicado qualquer tipo de torque à lima, que esta não fraturará (Pereira Lopes et al., 2011; Gambarini et al., 2011; Gambarini et al., 2012; Plotino et al., 2014; Kim H. et al., 2012; De-Deus et al., 2010).

De uma forma geral não são apenas o torque e o número de utilizações os responsáveis pela fratura de limas de instrumentação endodôntica rotatória. Assim o conjunto de medidas a adotar serão (Parashos et al., 2006):

- ✓ Configuração e conformação do canal - Canais estreitos e com curvaturas acentuadas são muito mais predisponentes à fratura de instrumentos do que canais largos e retos.
- ✓ Limpeza e esterilização - A concentração desejável do NaOCl de 5.25% aparenta induzir a corrosão dos instrumentos de NiTi.
- ✓ Processo de fabrico - Muitas vezes o modo como os instrumentos são fabricados pode induzir à fratura. Instrumentos com defeito podem fraturar mais facilmente.
- ✓ Utilização - A utilização sem recurso a irrigação aumenta significativamente o atrito entre a lima e as paredes do canal, levando ao aumento do risco de

fratura. Também o torque e velocidade desajustados pode induzir a um aumento desse risco.

Um procedimento basilar, e que por si só pode ser responsável por diminuir drasticamente o risco de fratura de um instrumento, é uma cavidade de acesso bem executada. Uma cavidade de acesso mal realizada por norma leva a que haja uma forçar das limas dentro do canal contra as paredes do mesmo o que aumenta significativamente as forças exercidas sobre a lima. O acesso desejável deverá ser livre e direto de interferência adicionais causadas por uma má cavidade de acesso (Cohen, Hargreaves, 2011).

Não obstante da importância de uma boa cavidade de acesso, Cohen e Hargreaves, 2011, sublinham também a importância da utilização de substância irrigante durante a instrumentação. O recurso a irrigantes na endodontia não fica cingido à limpeza e desinfecção do sistema de canais radiculares. O seu uso durante a instrumentação, especialmente a quando da introdução das limas dentro dos canais radiculares, leva à diminuição do atrito, diminuindo por isso o risco de fratura.

À associação entre uma cavidade de acesso favorável e uma boa irrigação durante a instrumentação, pode juntar-se um terceiro fator, o pré-alargamento do sistema de canais radiculares (*Glide path*). A realização desta técnica consiste no uso de limas de baixo calibre, e tem como objectivos a negociação do sistema de canais, conhecimento da anatomia dos canais radiculares, mas principalmente fazer um pré-alargamento dos canais de modo a minimizar o esforço necessário para a introdução/instrumentação e assim minimizar a força que as limas de NiTi mecanizadas terão de realizar para limpar e dar conformação ao canal (Madarati et al., 2008).

Contudo, os operadores podem tomar algumas medidas, não como forma de evitar, mas sim de minimizar a probabilidade dos instrumentos fraturarem durante a instrumentação. Assim o conjunto de medidas a adotar serão (Parashos et al., 2006):

- ✓ Não forçar os instrumentos a entrar no canal. Se por alguma razão não for possível a introdução das limas mecanizadas de NiTi dentro do canal, parar a instrumentação e verificar qual o fator causal.
- ✓ Certificar-se que o acesso aos canais é livre e sem interferências.
- ✓ Realização de um *Preflaring* e *Glide path* impreterivelmente, antes do início da instrumentação mecanizada.
- ✓ Nunca parar a rotação dos instrumentos dentro do canal. A lima deve entrar e sair do canal em rotação e não deve parar o seu movimento enquanto estiver dentro do sistema de canais radiculares.
- ✓ Sempre que se remove a lima do canal, limpar as espiras com recurso a uma gaze e álcool, para remoção dos restos dentinários e *Smear layer*.
- ✓ Manter a lubrificação do canal de modo a minimizar o atrito realizado pelo instrumento. Menos atrito significa menos torque para fazer a lima girar dentro do canal, menos força, logo menor probabilidade de fratura.

ii - Desvios/Falsos trajetos/Degraus

Um desvio, um falso trajeto ou um degrau é um acidente endodôntico de origem iatrogénica, que pode condicionar ou não o decurso normal do tratamento endodôntico (Bergenholtz G. et al., 2010). Este tipo de acidente ocorre quando o médico dentista exerce uma força excessiva no instrumento, repetidamente, contra uma determinada zona do canal, ou se dá a introdução de limas dentro do sistema de canais radiculares, pré-curvadas, com a curvatura orientada para o sentido errado, especialmente no caso de instrumentos com ponta cortante ativa (Bergenholtz G. et al., 2010; Junaaid A. et al., 2014).

Uma das principais causas que motivam este tipo de erros, é a incorreta execução de uma cavidade de acesso que permita a introdução das limas de forma livre e sem

interferências, interferências essas que causam forças de tensão adicionais nas limas. Tais forças de tensão também podem ter origem em limas com baixa flexibilidade, o que acontece no caso de uso de limas de elevado calibre em canais curvos (Bergenholtz G. et al., 2010; Junaid A. et al., 2014).

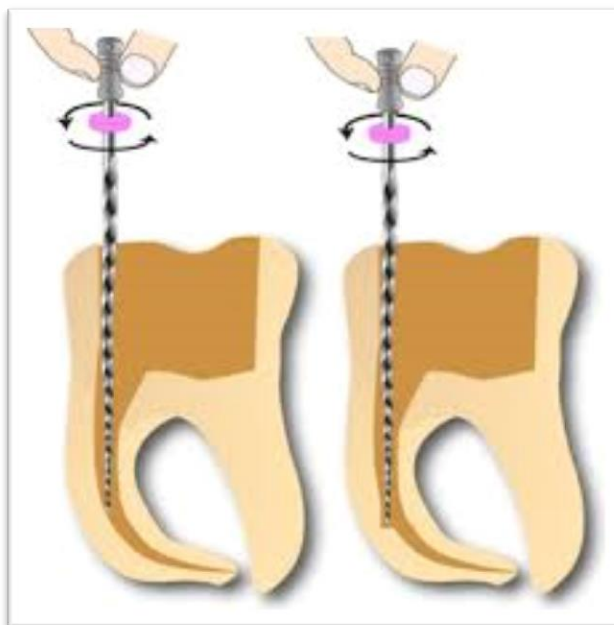


Fig 6 - Exemplo do início de falso trajeto (Retirado de <http://kiranvanama.blogspot.pt/2012/09/pre-bending-small-instruments-to.html>)

iii - Zip's

Um “Zip” apical é um tipo de acidente Endodôntico que resulta de uma sobre-instrumentação da zona do ápice, principalmente quando essa zona apical é curva. A falta de flexibilidade de alguns materiais que constituem as limas, provoca uma certa tendência para uma tentativa de endireitar da ponta da lima. Essa tendência promove a uma sub-instrumentação da zona interior da curvatura e um alargar do forâmen no sentido da parte exterior da curvatura, desenvolvendo a sobre-instrumentação dessa região (Bergenholtz G. et al., 2010; Junaid A. et al., 2014).

O eixo principal do canal é transportado de forma irreversível, havendo destruição da constrição apical, causando limitações ao nível da obturação por dificuldade de

promover travamento apical e consequente selamento ótimo (Bergenholtz G. et al., 2010; Junaid A. et al, 2014).



Fig. 7 - Zip apical (Retirado de http://onlinedentalbook.blogspot.pt/2009_12_05_archive.html)

iv - Perfurações

Define-se perfuração como sendo toda a comunicação entre o tecido pulpar e os tecidos de suporte periodontais por meio de comunicações de origem patogénica ou iatrogénica (Bergenholtz G. et al., 2010; Dorileo M. et al., 2014; D'Assunção F. et al., 2014).

De entre todos os insucessos em endodontia, cerca de 10%, pode atribuir-se a problemas durante os tratamentos relacionados com perfurações (Tsisis et al., 2010; Dorileo M. et al., 2014).

Perfurações patológicas por norma têm origem em processos inflamatórios e/ou infecciosos, podendo ser causadas por cárie, reabsorções internas ou reabsorções externas (Tsisis et al., 2010; Dorileo M. et al., 2014).

As causas de perfurações do tipo iatrogénico podem ser variadas, e podem ir desde cavidades de acesso mal executadas, remoção excessiva de dentina em zonas de fragilidade, a pesquisa do sistema de canais radiculares, instrumentação com limas que entram forçadas dentro dos canais que leva a zonas de tensão exagerada sobre as limas e consequente falso trajeto. Este tipo de eventos não deixam de ter algum significado, ocorrendo em cerca de 2 a 12% dos tratamentos Endodônticos (Tsesis et al., 2010; Dorileo M. et al., 2014; D'Assunção F. et al., 2014; Haghgoo R. et al., 2014).

Segundo D'Assunção F. et al. (2014), as perfurações podem ser detetadas precocemente de 4 formas: através de sensação tátil, pontas de papel, radiografia e LEA. Dos 4 processos o que se apresenta mais eficaz é o recurso ao localizador electrónico apical. O mesmo autor, após realizar um estudo, afirma que o LEA utilizado para identificar perfurações tem uma eficácia que pode ir de 91,4% a 100% (D'Assunção F. et al., 2014).

As perfurações iatrogénicas em endodontia podem-se classificar em 3 tipos: do soalho da câmara pulpar, da zona coronária do canal e perfurações apicais. Dentes com perfurações do soalho da câmara pulpar (ou vulgarmente denominadas perfurações de furca) têm um prognóstico extremamente desfavorável. Este tipo de lesões promove uma reação inflamatória, que leva a alterações peri-radiculares e consequente perda de suporte periodontal que impossibilita a sua reparação (Bergenholtz G. et al., 2010; Tsesis et al., 2010; D'Assunção F. et al., 2014; Haghgoo R. et al., 2014).

Contudo, apesar de se tratarem de lesões graves e com prognóstico desfavorável, há fatores que podem condicionar o sucesso final do tratamento de forma positiva ou negativa. A etiologia, a localização, o tamanho e o tempo decorrido desde o acidente até ao tratamento são fundamentais. Posto isto, lesões de menores dimensões, localizadas em zona apical e coronária que sejam prontamente tratadas têm mais probabilidade de resposta positiva ao tratamento (D'Assunção F. et al., 2014; Bergenholtz G. et al., 2010; Haghgoo R. et al., 2014).

Até à introdução do Agregado Trióxido Mineral (MTA) no tratamento deste tipo de lesões, os médicos dentistas deparavam-se frequentemente com problemas, como a

biocompatibilidade e a capacidade de selamento dos materiais restauradores, problemas esses que se agravavam no caso de lesões de maiores dimensões, uma vez que a extrusão do material reparador para os tecidos periodontais circundantes ocorre com maior facilidade (Bergenholtz G. et al., 2010; Haghgoo R. et al., 2014; Bogen G. e Kuttler S., 2009; Utneja S. et al., 2012).

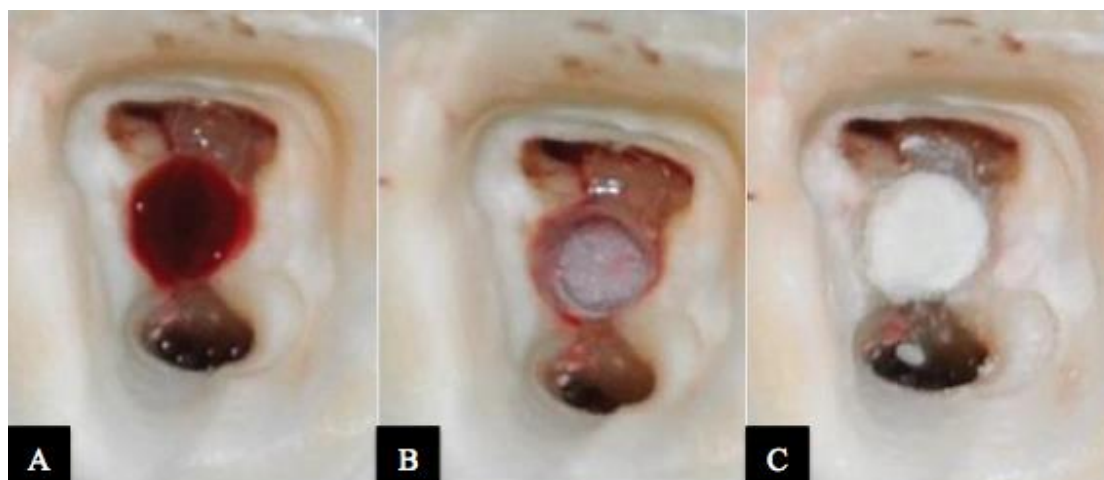


Fig. 8 - Tratamento de perfuração do soalho da câmara pulpar. A: Zona da perfuração preenchida com sangue; B: Remoção do excesso de sangue; C: Obturação da perfuração com MTA (Adaptado de Aggarwal V. et al., 2013)

Devido às suas características únicas, o MTA é considerado um material de eleição para o tratamento de perfurações. O MTA apresenta uma excelente biocompatibilidade, uma adaptação marginal e selamento ótimos. Associado a isso a sua baixa solubilidade, o endurecimento na presença de humidade, a libertação de iões hidroxilo e hidróxido de cálcio, e a aparente indução da formação de tecidos regeneradores e reforço da estrutura dentária, tornaram o agregado de trióxido um dos materiais mais utilizado neste tipo de situações (Menezes, 2005; Mente, 2010; Pace, 2008; Tsesis, 2010; Bergenholtz G. et al., 2010; Bogen G. e Kuttler S., 2009; Utneja S. et al., 2012; Thakur S. et al., 2013; Gupta S. e Goswami M., 2013; Haghgoo R. et al., 2014).

IV - Sistemas de instrumentação

1 - ProTaper® Universal

O sistema ProTaper® Universal, desde o seu aparecimento, é comercializado sobe duas formas completamente iguais, instrumentos rotatórios e manuais. Nesta monografia vamos abordar apenas o sistema utilizado para instrumentação mecanizada (DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Inicialmente, em 2003, a Dentsply Maillefer disponibilizou este tipo de limas em **kit's** de 6 limas, **kit's** esses que se dividiam em dois grupos: as *shaping files* (Sx, S1 e S2) e as *finishing files* (F1, F2 e F3) (Castellucci, 2005; Ruddle, 2005). Contudo, devido a certas limitações criadas por canais mais amplos, em 2006 foram acrescentadas mais duas limas às *finishing files*, as F4 e F5, passando também a lima Sx a ser considerada como acessória. As limas do tipo *shaping files* servem para instrumentar e dar conformação aos dois terços mais coronais do sistema de canais radiculares, sendo que a S1 se encarrega do terço mais cervical e a S2 do terço intermédio. No caso do terço apical, as *finishing files* são as limas destinadas ao tratamento desta zona. Em 2006 aquando da alteração no sistema ProTaper® Universal a lima Sx tomou um carácter acessório, tendo como principal função melhorar o acesso ao sistema de canais, através da remoção de interferências coronárias e não de instrumentação propriamente dita (Aguiar et al., 2009; Castellucci, 2005; Ruddle, 2005).

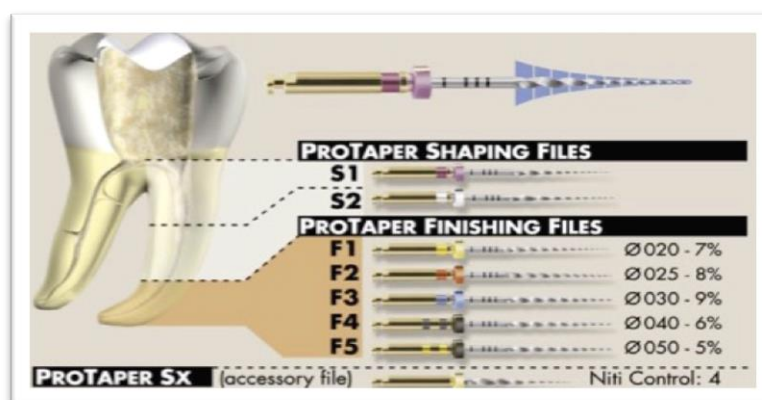


Fig. 9 - Limas do sistema ProTaper Universal com indicação dos respetivos calibres apicais e conicidade (Retirado de DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

As limas ProTaper®, fabricadas em NiTi, trouxeram aos sistemas de instrumentação rotatória mecanizada inovações, que tornaram o recurso a este tipo de instrumentos mais seguros, sendo exemplo disso a sua ponta inativa, diminuindo assim o risco de perfurações e falsos trajetos (Ruddle, 2005; Castellucci, 2005).

Uma das grandes inovações a nível de instrumentos foi, que este sistema de limas foi o primeiro a possuir de conicidade variável ou múltipla ao longo de toda a parte ativa da lima, sendo que a sua conicidade não permanece constante, como acontece por exemplo nas limas do tipo K-File®. Segundo Ruddle (2005), esta propriedade aumenta significativamente a capacidade de corte das limas ProTaper®, mas este aumento das suas funções de remoção de detritos e aptidão para a conformação cônica dos canais radiculares, não interfere com a sua flexibilidade, aumentando assim a segurança da sua utilização em canais curvos (Ruddle, 2005; Castellucci, 2005). Com o mesmo objectivo, o *design* triangular convexo e o *pitch* variável está presente nestas limas para aumentar a sua capacidade de corte e remoção de dentina. O torque e velocidade recomendados são 2,8N/cm-5N/cm e 250-350rpm, repetivamente (Ruddle, 2005).

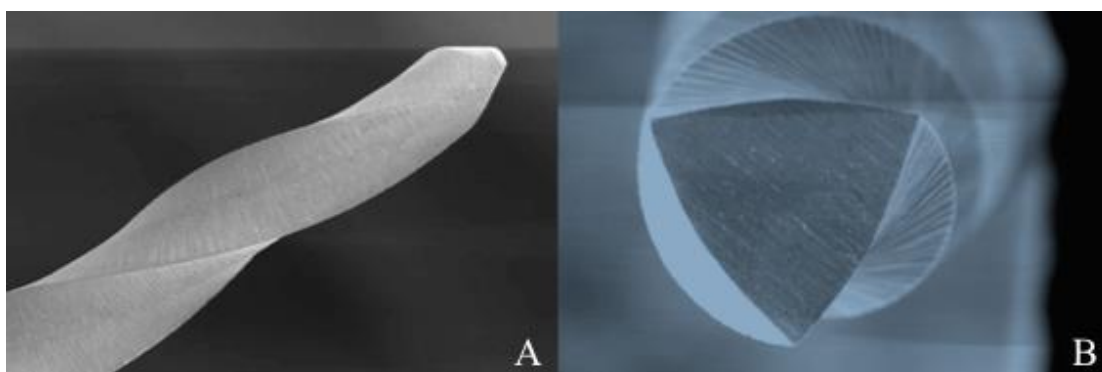


Fig. 10 - A: Ponta inativa de lima ProTaper®; B: Secção transversal de lima ProTaper® (Adaptado de Ruddle, 2005)

Outra particularidade deste tipo de limas é a ponta inativa. A ponta inativa previne e diminui a possibilidade da execução de falsos trajetos, perfurações e outro tipo de acidentes relacionados com a instrumentação endodôntica mecanizada (Ruddle, 2005).

O sistema ProTaper® Universal estão disponíveis com os comprimentos de 21, 25 ou 31mm, tanto para as S1 e S2, como para as F1, F2, F3, F4 e F5. A lima Sx é uma exceção que apenas é disponibilizada com 19mm. Tal facto deve-se a esta lima ter sido renegada em 2006 como lima acessória. Devido à sua grande desproporcionalidade de conicidade (3,5%-19%), sofre um aumento extremamente abrupto, o seu risco de fratura é enorme, e o seu uso está apenas confinado apenas à melhoria do acesso ao sistema de canais radiculares e não à sua instrumentação propriamente dita. Aos instrumentos S1 e S2 vão ser atribuídas as funções de realizar *Crown Down*, e correspondem a cada um, um anel com as cores roxo e branco, respectivamente. No caso da S1 em D0 o seu calibre é 0,17mm, apresentando uma lâmina cortante com 16mm de comprimento, tendo o seu maior diâmetro em D16 e correspondente a 1,19mm. A conicidade da mesma pode variar entre 2 e 11%, sendo que a variação dos primeiros milímetros é baixa, 2% em D1 e 5% em D5. Já na zona correspondente à parte mais coronal do canal a variação revela-se bastante maior, podendo variar desde os 6% em D6 e 11% em D16. Já a lima S2 apresenta um calibre D0 de 0,20mm e uma conicidade em D0-D1 de 4%. A conicidade deste tipo de limas pode variar entre 4 e 11,5%, apresentando também uma lâmina cortante de 16mm e um diâmetro máximo em D16 de 1,19mm. A lima S1 destina-se a instrumentar o terço coronal e a S2 o terço médio. No caso das limas *finishing* a conicidade varia inversamente às *shaping*, isto é, na ponta apresentam conicidade máxima e à medida que se avança de D0 para D16 essa conicidade vai diminuindo progressivamente, exceto na lima F5. Estas limas, à imagem das S, apresentam um comprimento útil de trabalho de 16mm, e têm uma características exclusiva das limas de acabamento, os primeiros 3mm apicais da parte ativa, de D0 a D3, a conicidade é constante. Um anel identificador de cor amarelo corresponde à lima F1, lima essa que possui um diâmetro D0 de 0,20mm e D16 de 1,20mm. A sua conicidade de D0 a D3 é de 7%, que vai reduzindo em direção a D16 onde atinge um conicidade mínima de 5,5%. A lima F2 aparece identificada com um anel de cor vermelho e um diâmetro D0 de 0,25mm e D16 de 1,20mm. De D0 a D3 a conicidade é constante e igual a 8%, que vai reduzir gradualmente até atingir 5,5% em D16. À lima com um anel identificador azul corresponde a F3. Esta lima apresenta-se com 0,30mm em D0 e 1,20mm em D16. De D0 a D3 conicidade de 9%, havendo uma redução gradual de D4 (6%) até D12, acabando em D16 com 5,5%. As limas F4 e F5 que foram introduzidas em 2006 apresentam uma identificação ligeiramente diferente das outras. A estas limas são

atribuídos 2 anéis coloridos, a que correspondem dois pretos a F4 e dois amarelos a F5. Em D0 a lima F4 apresenta um calibre de 0,40mm e 1,20mm em D16. Apresenta também conicidade de D0 a D3 de 6%, 5,5% de D15 a D16. Finalmente a lima F5, possui um calibre D0 de 0,50 e D16 de 1,20mm. No que respeita à conicidade desta lima, ela é de 5% de D1 a D3, 3,5% em D4, 4% de D5 a D9, acabando novamente com 5,5% de D10 a D16 (Castellucci, 2005; Ruddle, 2005; Aguiar et al., 2009; Drago e Pereira, 2012).



Fig. 11 - Limas do sistema ProTaper (Adaptado de DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

2 - RECIPROC®

O sistema RECIPROC® é um sistema relativamente recente, que começou a ser comercializado em 2011 pela empresa VDW GmbH, com recurso a uma rotação do tipo recíprocante e uma técnica denominada lima de “uso único” (Yared G. e Ramli G., 2013; Plotino G. et al., 2012; VDW, Munich, Germany).

Contudo este não foi o primeiro sistema a utilizar este tipo de movimento. A introdução da dinâmica do tipo recíprocante remonta a meados dos anos 90. O objetivo deste tipo de movimento foi a redução das forças de tensão e compressão exercidas sobre a lima, diminuindo assim o risco de fraturas tanto por fadiga cíclica como por torção (Kim H. et al., 2012; Arias A. et al., 2012; Plotino G. et al., 2012; Bürklein S. et al., 2011; De-Deus G. et al., 2013; Pedullà E. et al., 2013a, 2013b).

A VDW GmbH ao desenvolver o sistema RECIPROC® não se ficou unicamente pela introdução de um novo movimento em que alterna movimento horário com anti-horário, mas recorreu a um novo material para o fabrico das limas, deixando de utilizar o vulgar NiTi. A nova liga metálica, denominada M-Wire®, apresenta maior flexibilidade e consequentemente menor risco de fratura por fadiga cíclica (Plotino G. et al., 2012; Plotino G. et al., 2014; Ye J. et al., 2012; Gambarini et al., 2008; De-Deus G. et al., 2013; Gavini G. et al., 2012; ; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a; Pereira E. et al., 2012; Ye e Gao 2012; Gutmann e Gao 2011; Pedullà E. et al., 2013a, 2013b).

A lâmina cortante deste tipo de lima também sofreu evolução em relação aos desenhos que habitualmente eram desenvolvidos até à época, apresentando uma secção transversal em “S”. Este tipo de característica faz com que no decurso do movimento anti-horário se dê um alívio das forças de tensão e compressão, promovendo uma diminuição do stress causado sobre a lima e redução de fadiga cíclica (Arias A. et al., 2012; Ye J. et al., 2012; Plotino G. et al., 2012; Pedullà E. et al., 2013a, 2013b; Gambarini et al., 2008; De-Deus G. et al., 2013; Gavini G. et al., 2012).

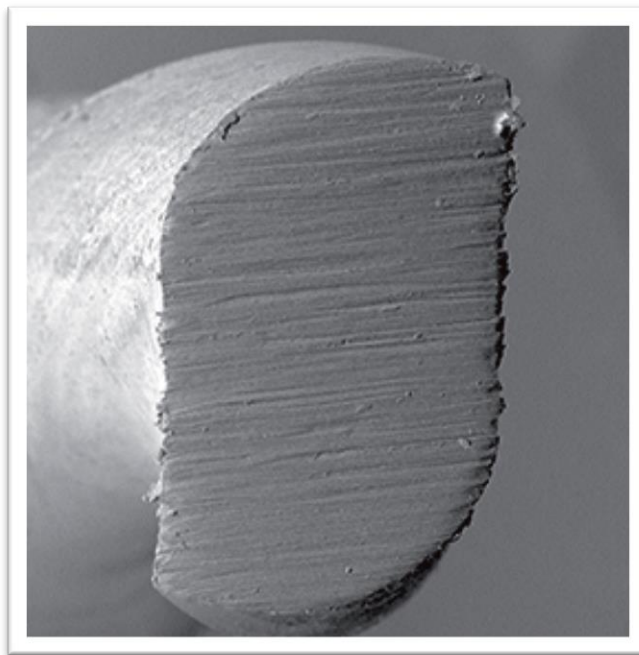


Fig. 12 - Corte transversal de lima RECIPROC®, ampliação 300x (Retirado de VDW, Munich, Germany)

As limas do sistema RECIPROC® apresentam uma ponta inativa para ajudar na prevenção de perfurações, falsos trajetos ou degraus (Arias A. et al., 2012; De-Deus G. et al., 2013; Gavini G. et al., 2012).

Este tipo de sistema é composto por 3 limas de diferente diâmetro e calibres, tendo a denominação de R25, R40 e R50, disponível em três tamanhos: 21, 25 e 31mm. A lima R25, identificada com um anel de cor vermelho, tem uma conicidade de 8% e um calibre em D0 de 0,25mm e D16 1,05mm. Já a R40 que possui um anel de cor preto, é caracterizada por possuir conicidade de 6% e diâmetro D0 de 0,40mm e D16 1,10mm. Finalmente a R50 que tem um anel amarelo, é a que possui maior valor D0 com 0,50mm e D16 1,17mm, apresentando uma conicidade de 5% (Plotino G. et al., 2014; Arias A. et al., 2012; Gavini G. et al., 2012)



Fig. 13 - Limas do sistema RECIPROC® (Retirado de VDW, Munich, Germany)

Quanto à instrumentação com este tipo de limas, ela não requer, ao contrário dos vulgares sistemas de rotação contínua, um pré-alargamento do sistema de canais radiculares, também chamado *Glide path*. Tratando-se de uma técnica de “lima única” e considerada extremamente simples, a escolha da lima vai-se basear na imagem radiográfica do dente a tratar. Se ao observar a radiografia periapical (RX) o canal a trabalhar for parcialmente visível ou completamente invisível, deve considerar-se o canal como calcificado ou atresiado e a lima a selecionar é a R25, ou seja, a lima de menor calibre. Por outro lado, se na visualização do RX o canal for completamente visível, o operador deve recorrer a uma lima manual de calibre 30 (K30), que deverá introduzir de forma passiva até à medida do comprimento aparente do dente (CAD). Posto isto, o médico dentista poderá obter um de dois resultados, ou a lima entra até ao comprimento desejado, ou a lima não atinge o comprimento desejado. No primeiro caso, o canal considera-se amplo e a lima a utilizar é a R50. Se por seu lado a lima manual 30 não atingir o CAD, deverá ser repetido o mesmo processo, mas com recurso a uma lima manual de calibre 20. Neste caso ou a lima manual entra de forma passiva até ao CAD e considera-se que se está na presença de um canal médio e instrumenta-se o canal com a lima R40, ou a lima manual não entra até ao comprimento marcado na lima, a instrumentação do canal deverá ser realizada com a lima R25, ou seja, a lima de menor calibre. No que respeita ao movimento estas limas funcionam com movimento recíprocante de 10 ciclos por segundo, o equivalente a 300rpm (Yared G. e Ramli G., 2013; Shen Y. et al., 2013a; Yared G., 2011; Yared G., 2008; Plotino G. et al., 2014; Gambarini et al., 2008; De-Deus G. et al., 2013; Gavini G. et al., 2012).

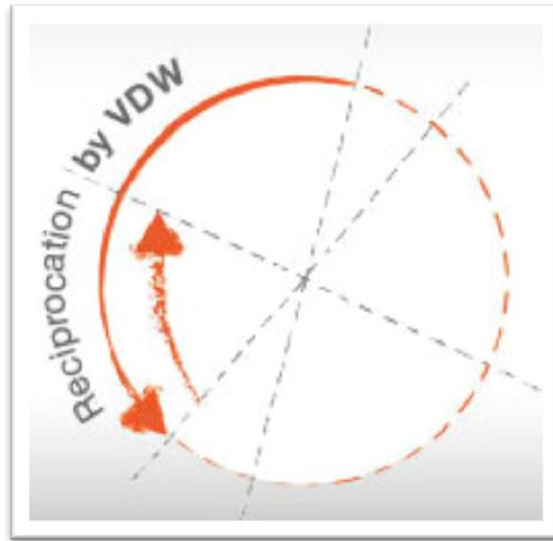


Fig. 14 - Movimento reciprocante do sistema RECIPROC® (Retirado de VDW, Munich, Germany)

Para a utilização deste tipo de limas, a VDW GmbH, desenvolveu 2 motores específicos, o VDW.SILVER®RECIPROC® e o VDW.GOLD®RECIPROC®. Os motores são muito semelhantes, sendo que a versão GOLD tem incorporada um localizador apical electrónico e tem maior número de programas pré-definidos para utilização de limas de outras marcas, como por exemplo as RaCe®. Ambos os motores têm incorporado um contra-ângulo de 16:1 (Plotino G. et al., 2014).



Fig. 15 - Motores específicos para o sistema RECIPROC®: Esquerda: VDW.SILVER®RECIPROC®; Direita: VDW.GOLD®RECIPROC® (Retirado de VDW, Munich, Germany)

Segundo De-Deus et al. (2010), a utilização de limas de “uso único” tem bastantes vantagens no decorrer da instrumentação do sistema de canais radiculares, vantagens essas que serão: menor tempo de trabalho, menor curva de aprendizagem, redução do número de instrumentos utilizados para instrumentação, simplicidade (menor número de passos) e segurança em relação a fraturas de instrumentos e acidentes durante a instrumentação (De-Deus et al., 2010).

iii - HyFlex® CM

As limas do sistema HyFlex® CM são instrumentos endodônticos desenvolvidos e comercializados pela empresa Coltene, Switzerland (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).

No que respeita à sua composição, este tipo de lima é constituída por um tipo de liga desenvolvido pela própria Coltene, liga essa de NiTi que a empresa denominou por CM-Wire. A sua descoberta deu-se em 2010 e o início da sua comercialização iniciou-se no ano imediatamente a seguinte (Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a; Zinelis et al., 2010; Testarelli et al., 2011; Peters O. et al., 2012).

Segundo Zhou et al. (2012) a composição da liga de NiTi utilizada no fabrico destas limas possui uma quantidade de níquel ligeiramente mais baixa (50,7%) quando comparada com as ligas convencionais (54,5% a 57%) (Zhou et al., 2012; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013b).

A menor quantidade de Ni na composição da liga confere-lhe características que a tornam única, proporcionando-lhe uma superelastecidade e resistência à fadiga cíclica bastante superiores (Zhou et al., 2012; Zinelis et al., 2010; Testarelli et al., 2011; Peters O. et al., 2012; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b).

A liga é produzida através de um processo termodinâmico em que à aquecimento o arrefecimento do fio metálico, permitindo o controlo da memória elástica do mesmo. Esse controlo da memória elástica, permite que se possa obter um pré-curvar das limas, semelhante ao induzido nas limas K, mas com níveis de rigidez consideravelmente inferiores e uma elasticidade que até à data não tinha sido conseguida (Zinelis et al., 2010; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b; Bürklein S. et al., 2014).

Alguns estudos demonstraram que a liga CM-Wire é flexível e apresenta uma resistência à fadiga cíclica e torção superiores (Shen et al., 2011a, 2011b, 2013a; Pongione et al., 2012; Ninan e Berzins 2013; Bürklein S. et al., 2014). Contudo Zhou et al. (2012), num estudo realizado, constatou que a resistência à fadiga cíclica deste

tipo de ligas era inferior à liga de M-Wire, embora a sua resistência à torção fosse três vezes superior antes de fraturar. Com o intuito de minimizar o risco de acidentes durante a instrumentação, este tipo de instrumentos apresenta ponta inativa (Peters O. et al., 2012).

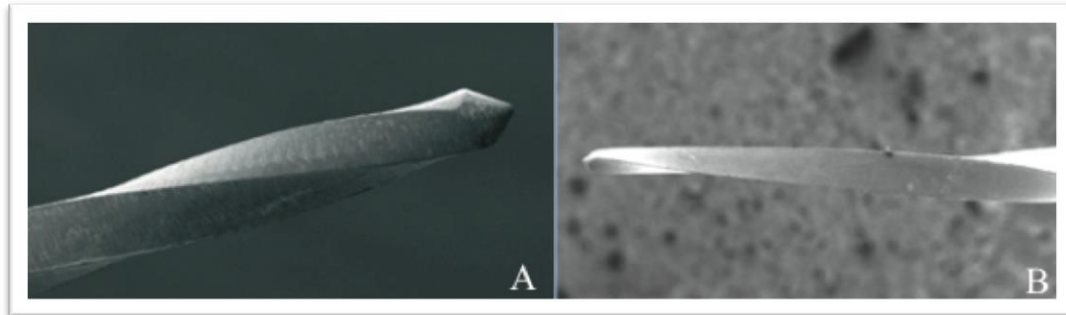


Fig. 16 - A: Ponta inativa de lima HyFlex® CM (Adaptado de Peters et al., 2012); B - Lima HyFlex® CM danificada (Adaptado de Shen Y. et al., 2013a)

Quando expostas a uma tensão exagerada, estas limas desespiram, de forma a não haver tanto atrito entre as paredes do canal e a lima, aumentando assim a resistência à fratura. Para a lima voltar à sua forma inicial basta um ciclo de esterilização no autoclave a 134 graus Celsius. Desta forma também se pode verificar facilmente se a lima esta apta para voltar a utilizar, uma vez que esta não retorna à sua forma original, sofre uma deformação irreversível (Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a; Bürklein S. et al., 2014).

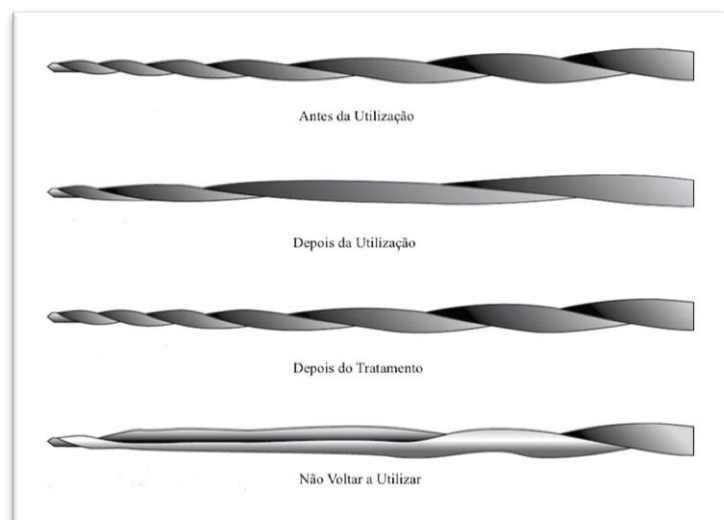


Fig. 17 - Diferentes fases de utilização das limas HyFlex (Adaptado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland)

A ColteneEndo® disponibiliza neste sistema 15 limas distintas, podendo ter comprimentos de 19, 21, 25 e 31mm e conicidade 4, 6 e de 8% de. A designação de cada lima é feita através de dois números compostos cada um deles por dois dígitos, sendo que o primeiro corresponde à conicidade da lima e o segundo ao seu calibre apical. Em cada lima é também visível um anel colorido identificativo correspondente ao seu calibre apical, anel esse que segue a escala de cores ISO. Por exemplo, no caso de um calibre apical de 0,25mm o anel exibido é da cor vermelho. Com 19mm há apenas uma única lima, a 08/25, em que o número “08” indica a conicidade (8%) e o “25” o seu calibre apical (0,25mm). Com os comprimentos de 21 e 25mm 4 limas: 04/35 04/45, 06/25 e 06/35. As restantes 10 limas estão disponíveis em 21, 25 e 31mm: 04/15, 04/20, 04/25, 04/30, 04/40, 04/50, 04/60, 06/20, 06/30 e 06/40 (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).

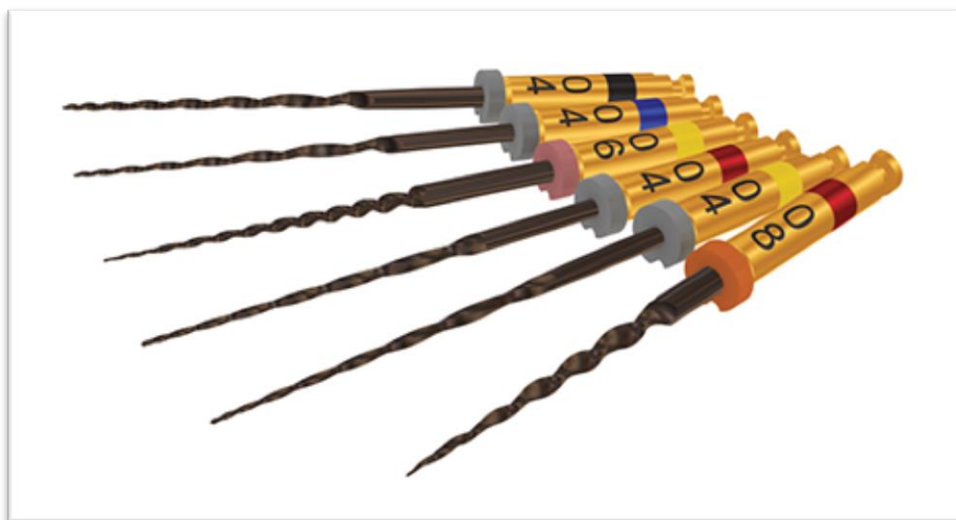


Fig. 18 - **Kit standart** de limas HyFlex® CM (Retirado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland)

Deve ser utilizado durante a instrumentação uma rotação contínua de 500rpm com um torque de 2,5N.cm. Quanto à técnica de utilização do sistema, o fabricante recomenda a execução de um *glide path* com limas manuais até um calibre 20. Durante toda a instrumentação é indispensável a irrigação e permeabilização apical com recurso a limas manuais de calibre 10 e marcada com o CT mais 1mm. Segundo a ColteneEndo®, a utilização deste tipo de limas compreende 6 passos, com 6 limas diferentes:

1. Após o *Glide path*, manual ou rotatório, o primeiro passo é realizado com a lima 08/25. Esta lima vai ter como objectivo principal preparar os dois terços coronários do canal, tal como a sua entrada, de forma a facilitar e prevenir tensões adicionais das restantes limas.
2. Em seguida, a lima a utilizar deverá ser a 04/20. Esta lima irá trabalhar principalmente o terço apical. Esta lima deverá ser marcada com o CT menos 2 mm.
3. No passo 3, o terço apical continua a ser a principal zona instrumentada, contudo, este é um passo extremamente importante, pois esta será a primeira lima a trabalhar a totalidade do comprimento de trabalho, utilizando a lima 04/25.
4. Com recurso à lima 06/20, neste passo vai-se instrumentar o terço médio do canal radicular.
5. A instrumentação deverá ser realizada com lima 04/30. Será trabalhado o terço apical com esta lima.
6. Este é o último passo a ser realizado. A lima utilizada será 04/40. À semelhança do passo anterior, o terço apical será a zona instrumentada.

Posto isto, dependendo do calibre apical poderemos finalizar a nossa instrumentação no passo 3. O termino da preparação mecânica vai depender do *gauging* apical, optando-se por limas de calibres e conicidade menores em canais mais estreitos e calibres e conicidade maiores para canais largos e amplos (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).

Para a instrumentação com as limas HyFlex® CM, a marca propõe a utilização de um motor próprio, o CanalPro CL™. Segundo a Coltene, o *design* da peça de mão tem uma ergonomia ideal para chegar a zonas de difícil acesso, é possível memorizar até 5 programas de trabalho e desenvolve velocidades de rotação e torque, de 140 a 550rpm e 0,3 a 3,0N·cm, respetivamente (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland).

Eficácia dos sistemas de instrumentação rotatória endodôntica:
ProTaper® Universal, HyFlex® CM e RECIPROC®



Fig. 19 - Motor CanalPro CL™ (Retirado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland)

V - Resultados

	Sistema	Amostra	Fraturas	Resistência à Torção	Fadiga Cíclica
Capar I. et al., 2014a	ProTaper® Universal (PTU), ProTaper® Next, Hyflex® CM	100 PM inf.	N/D	N/D	HyFlex superior ao PTU
Capar I. et al., 2014b	PTU, ProTaper® Next, WaveOne®, OneShape®, RECIPROC®, Twisted File Adaptative®	120 M inf.	Nenhum instrumento fraturou	N/D	N/D
Frederico C. et al., 2014	RECIPROC®, WaveOne®, PTU, Mtow®	48 Dentes monocanales	N/D	N/D	N/D
Pedullà E. et al., 2014	RECIPROC®, ProTaper® Universal, WaveOne®		N/D	N/D	RECIPROC® superior ao PTU
Zhao D. et al., 2014	ProTaper® Universal, ProTaper® Next, WaveOne®	36 Primeiros M inf.	Nenhum instrumento fraturou	N/D	N/D
Peters O. et al., 2012	HyFlex® CM	20 Cubos de resina	Nenhum instrumento fraturou	HyFlex® CM similar aos instrumentos de NiTi convencionais	HyFlex® CM superior aos instrumentos de NiTi convencionais
Bürklein S. et al., 2012	RECIPROC, WaveOne, Mtow, ProTaper Universal	80 canais radiculares com curvatura entre 25° e 39°	Nenhum instrumento fraturou	N/D	N/D
Bürklein S. et al., 2014	HyFlex® CM, Revo-S®	60 canais radiculares com curvatura entre 25° e 35°	Nenhum instrumento fraturou	N/D	N/D
Shen Y. et al., 2013b	HyFlex® CM	468 limas HyFlex® CM descartadas após instrumentar 3 dentes	Nenhum instrumento fraturou	N/D	N/D
Surakanti J. et al., 2014	HyFlex® CM, ProTaper® Universal, WaveOne®	60 PM inf.	N/D	N/D	N/D
Giuliani V. et al., 2014	WaveOne®, PTU	75 Cubos de resina	N/D	N/D	N/D

Eficácia dos sistemas de instrumentação rotatória endodôntica:

ProTaper® Universal, HyFlex® CM e RECIPROC®

Capar I. et al., 2014c	ProTaper® Universal, HyFlex® CM, Revo-S®	36 Cubos de resina	Todos os instrumentos utilizados até fraturarem	N/D	Curvatura 45° Hyflex® CM superior a PTU Curvatura 60° HyFlex® CM superior a PTU
------------------------	--	--------------------	---	-----	--

Tabela 1 - Resultados respetivos a fraturas, resistência à torção e fadiga cíclica (Adaptado de Capar I. et al., 2014c; Giuliani V. et al., 2014; Surakanti J. et al., 2014; Shen Y. et al., 2013b; Bürklein S. et al., 2014; Bürklein S. et al., 2012; Peters O. et al., 2012; Zhao D. et al., 2014; Pedullà E. et al., 2014; Frederico C. et al., 2014; Capar I. et al., 2014a; Capar I. et al., 2014b)

	Tempo de trabalho	Desvio apical	Extrusão apical	Eficiência de limpeza	Perfurações
Capar I. <i>et al.</i> , 2014 ^a	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Capar I. <i>et al.</i> , 2014b	N/D	Resultado sem significância	N/D	RECIPROC® remove mais dentina que ProTaper Universal	N/D
Frederico C. <i>et al.</i> , 2014	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Pedullà E. <i>et al.</i> , 2014	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Zhao D. <i>et al.</i> , 2014	N/D	PTU não revelou alterações significativas	N/D	PTU revelou ser eficiente na remoção de dentina	N/D
Peters O. <i>et al.</i> , 2012	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Bürklein S. <i>et al.</i> , 2011	RECIPROC® mais rápido que ProTaper® Universal	Não houve alterações relevantes	N/D	RECIPROC® é mais eficiente na limpeza do SCR	N/D
Bürklein S. <i>et al.</i> , 2014	HyFlex® CM demorou 242,4 segundos	HyFlex® CM não revelou desvios apicais	N/D	HyFlex® CM revelou ser eficiente na limpeza do SCR	N/D
Shen Y. <i>et al.</i> , 2013b	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Surakanti J. <i>et al.</i> , 2014	N/D	HyFlex® CM revela manter a total anatomia do canal radicular	HyFlex® CM revela extrair muito menos detritos que PTU	N/D	N/D
Giuliani V. <i>et al.</i> , 2014	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Capar I. <i>et al.</i> , 2014c	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D

Tabela 2 - Resultados relativos a tempo de trabalho, desvio apical, extrusão apical, eficiência de limpeza e perfurações (Adaptado de Capar I. *et al.*, 2014c; Giuliani V. *et al.*, 2014; Surakanti J. *et al.*, 2014; Shen Y. *et al.*, 2013b; Bürklein S. *et al.*, 2014; Bürklein S. *et al.*, 2012; Peters O. *et al.*, 2012; Zhao D. *et al.*, 2014; Pedullà E. *et al.*, 2014; Frederico C. *et al.*, 2014; Capar I. *et al.*, 2014a; Capar I. *et al.*, 2014b)

VI - Discussão

A presente revisão bibliográfica teve como objetivo comparar a eficiência de três diferentes sistemas de instrumentação endodôntica rotatória, ProTaper® Universal, HyFlex® CM e RECIPROC®.

De entre os sistemas estudados, ambos possuem características diferente entre si, tanto ao nível da sua composição metalúrgica, movimento de trabalho, número de instrumentos e rotação/torque.

Nos últimos anos deu-se uma grande evolução ao nível dos materiais utilizados para a realização dos sistemas de limas, mas também o modo como estes são fabricados sofreu algumas alterações.

Segundo Shen Y. et al. (2013a), atualmente, o material de eleição para o fabrico de instrumentos endodônticos é o NiTi, contudo com a contínua pesquisa no sentido de melhorar e reduzir as suas lacunas, levou a que surgissem duas variantes com menor quantidade de Ni e maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica, o M-Wire e o CM-Wire (Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b; Zinelis S. et al., 2010; Peters O. et al., 2012; Capar I. et al., 2014c; Ye e Gao 2012; Gao Y. et al., 2012).

Quanto aos instrumentos estudados, o ProTaper® Universal é fabricado em NiTi convencional, o RECIPROC® em M-Wire e o HyFlex® CM em CM-Wire (Bürklein S. et al., 2012; Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b).

No que respeita ao ângulo de corte, tanto o sistema HyFlex® CM como o ProTaper® apresentam secção triangular convexa (Bürklein S. et al., 2014; Bürklein S. et al., 2012). Já o RECIPROC® tem um secção em forma de “S” apresentando apenas duas superfícies de corte (Bürklein S. et al., 2012).

Em 2014, Capar I. et al, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a interferência dos sistemas ProTaper® Universal, ProTaper® Next e HyFlex® CM na formação de fissuras na dentina durante a instrumentação. Para tal utilizaram 100 PM mandibulares. No seu estudo concluíram que as limas HyFlex® CM apresentavam

maior resistência à fadiga que as ProTaper® Universal. Este resultado corrobora com os obtidos por Peters et al. e Capar I. et al.c (Peters O. et al., 2012; Capar I. et al., 2014c; Capar I. et al., 2014a). A maior formação de fissuras na dentina por parte do sistema ProTaper® (56%) em relação ao HyFlex® CM (28%) deve-se ao facto da diferença de elasticidade entre estes 2 sistemas (Capar I. et al., 2014a), tal como outros autores já tinham testado anteriormente (Shen Y. et al., 2011a, 2011b, 2013a, 2013b).

O mesmo autor, comparou as diferenças na instrumentação de canais radiculares com curvaturas acentuadas dos sistemas ProTaper® Universal, ProTaper® Next, RECIPROC® e Twisted File Adaptive®. O estudo recorreu a M mandibulares com canais mesiais independentes e com curvatura entre 20°-40°. No caso das limas RECIPROC foi utilizada a R25 e no ProTaper® Universal a F2. A R25 demonstrou ser mais eficiente no que diz respeito à remoção de dentina e ambos os sistemas não revelaram desvios apicais com significância estatística (Capar I. et al., 2014b). O resultado de Casper et al. vai ao encontro do de Bürklein et al. (2012). No entanto, ambos os instrumentos são semelhantes e eficientes na remoção de bactérias (Fraderico C. et al., 2014).

Para Hulsmann et al. (2005) o tempo de trabalho é influenciado por vários fatores, alguns dos quais extrínsecos ao sistema de instrumentação, como a experiência do operador, o tempo de irrigação, a dificuldade anatómica do sistema de canais radiculares a tratar (cit. in Bürklein et al., 2012). Bürklein et al. (2012) estudando a capacidade de limpeza de quatro diferentes sistemas de instrumentação, dos quais RECIPROC® e ProTaper® Universal, conclui que o primeiro é mais rápido que o segundo, 73,1s e 188,7s repetivamente, na limpeza e conformação dos canais radiculares e também tem uma eficácia de limpeza maior, deixando menos restos de *Smear layer* (Bürklein et al. 2012).

Na avaliação da fadiga cíclica de instrumentos de Níquel-Titânio depois de imersos em soluções irrigantes, Pedullà E. et al. (2014), dividiram as amostras em cinco grupos, sendo que um deles, o grupo controle, não foi imerso em irrigante. Após o estudo, conclui-se que as limas do sistema ProTaper® Universal demoravam 54,5s a fraturar, e as RECIPROC® demoravam 313,8s. O autor concluiu então que a

resistência à fadiga cíclica era superior nas limas RECIPROC®. Estes resultados vão de encontro aos encontrados por outros autores (Pedullà E. et al., 2014; Bürklein et al. 2012, 2014; Ye J. e Gao Y. 2012; Gao Y. et al., 2012).

As limas HyFlex® CM realizadas com recurso a uma liga nova, o CM-Wire, revela uma resistência à fadiga cíclica é muito superior às ligas de NiTi comuns (Bürklein et al. 2014; Peters O. et al., 2012; Zhao D. et al., 2013; Capar I. et al., 2014a; Capar I. et al., 2014c), podendo atingir os 339% (ColteneEndo®). Em estudos realizados por diversos autores, este tipo de limas apresentou uma resistência à fadiga superior às limas ProTaper® Universal (Capar I. et al., 2014a; Capar I. et al., 2014c; Peters O. et al., 2012). Em relação à sua eficácia na instrumentação do SCR, após um estudo em 60 canais radiculares curvos, Bürklein et al. (2014), concluíram que o sistema HyFlex® CM era eficiente a desempenhar essa função. Apesar de uma grande parte das limas após o seu uso apresentar deformação plástica, depois de feita a sua esterilização em autoclave a 134 graus Celcius, se o seu limite plástico não for ultrapassado, regressam à sua forma original (Peters O. et al., 2012; Bürklein et al. 2014).

VII – Conclusão

A evolução e a procura constante pela resolução das lacunas dos materiais existentes, levou ao aparecimento de novas ligas e sistemas de instrumentação. Com o surgimento do M-Wire e o CM-Wire a elasticidade, resistência à torção e fadiga cíclica foram elevados para um nível nunca antes imaginável.

Nesta revisão bibliográfica foram estudados 3 sistemas de instrumentação completamente distintos entre si, e não é possível afirmar que algum deles seja um sistema ideal.

O sistema de instrumentação HyFlex® CM é o que reúne mais vantagens, sobressaindo desde logo a sua superelastecidade, grande resistência à fadiga cíclica e uma baixa extrusão apical de detritos.

Por outro lado, a rapidez de instrumentação, efetividade na remoção de dentina sem causar desvios apicais e canulares significativos, tornam o sistema RECIPROC® uma escolha também pertinente. A boa resistência à fadiga cíclica garantida por uma secção transversal em “S” associada a um movimento recíprocante que diminui a pressão exercida da parte ativa da lima sobre as paredes do canal, é um fator a ter em conta.

O sistema ProTaper® Universal é de longe o sistema mais amplamente estudado. Apesar de ter sido reajustado em 2006, continuou a ser fabricado de NiTi convencional o que o limita em termos de elasticidade e resistência à fadiga. Apesar disso mostrou-se um sistema capaz e que a sua utilização não deve ser posta de parte. Como alternativa a este, atualmente existe um sistema Protaper, o Next, fabricado em M-Wire.

Em suma, dos três sistemas pesquisados, todos têm vantagens e desvantagens, e cabe ao Médico Dentista saber selecionar o que mais se ajusta ao caso a tratar, bem como aquele a que melhor se adapta. Contudo o sistema HyFlex® CM parece ter alguma vantagem em relação aos outros e dispõe de uma variedade e disponibilidade de limas que se poderão adaptar a grande parte das situações clínicas.

VIII - BIBLIOGRAFIA

Aggarwal V. *et al.* (2013). Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *Journal of Conservative Dentistry*, 16, pp. 462-5.

Aguiar C. *et al.* (2009). Assessment of canal walls after biomechanical preparation of root canals instrumented with Protaper. Universal Rotary System. *J Appl Oral Sci.*, 17, pp. 590-5.

Arias A. *et al.* (2012). Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 1244-8.

Anusavice, Kenneth J. (2005). Phillips, Materiais Dentários, Rio de Janeiro: Elsevier 11a edição.

Bergenholtz, G. *et al.* (2010). *Textbook of Endodontology*. 2ª edição, Wiley-Blackwell, pp. 169-90.

Berutti E. *et al.* (2009). Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, 35, pp.408-12.

Berutti, E. *et al.* (2012). Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 505-9.

Bogen G. e Kuttler S. (2009). Mineral Trioxide Aggregate Obturation: A Review and Case Series. *Journal of Endodontics*, 35, pp. 777-90.

Brito-Júnior M. *et al.* (2014). Apical transportation associated with ProTaper® Universal F1, F2 and F3 instruments in curved canals prepared by undergraduate students. *J Appl Oral Sci.*, 22, pp. 98-102.

Bürklein S. *et al.* (2012). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *International Endodontic Journal*, 45, pp. 449-61.

Bürklein S. *et al.* (2014). Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 47, pp. 470-6.

Capar I. *et al.* (2014a). Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex Instruments on Crack Formation in Dentín. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1482-4.

Capar I. *et al.* (2014b). Comparative Study of Different Novel Nickel-Titanium Rotary System for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 852-6.

Capar I. *et al.* (2014c). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Coronal Flaring Instruments. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1182-5.

Castellucci, A. (2005). Endodontics, Volume 2. Florence, Il Tridente.

D'Assunção F. *et al.* (2014). Accuracy and Repeatability of 3 Apex Locators in Locating Root Canal Perforations: An Ex Vivo Study. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1241-4.

De-Deus G. *et al.* (2010). Extended cyclic fatigue life for F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*. 2010. 43, pp. 1063-8.

De-Deus, G. *et al.* (2013). The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International Endodontic Journal*, 46, pp. 993-8.

Dorileo M. *et al.* (2014). Comparative analysis of physicochemical properties of root perforation sealer materials, *Restorative Dentistry & Endodontic*, 39, pp.201-9.

Drago M. e Pereira R (2012). Instrumentos Rotatórios ProTaper Universal. *Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde*, 14, pp. 78-82.

Fife D. *et al.* (2014). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 97, pp. 251-6.

Frederico C. *et al.* (2014). Clinical Comparison of the Effectiveness of Single-File Reciprocating Systems and Rotary Systems for Removal of Endotoxins and Cultivable Bacteria from Primarily Infected Root Canals. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 625-9.

Gambarini G. *et al.* (2008). Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics*, 34, pp. 1003-5.

Gambarini G. *et al.* (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*, 44, pp. 337-41.

Gambarini, G. *et al.* (2012). Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 1408-11.

Gao, Y. *et al.* (2012). Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 398-401.

Gavini G. *et al.* (2012) Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 684-7.

Giuliani V. *et al.* (2014). Shaping Ability of WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System Used in Continuous and Reciprocating Motion. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1468-71.

Gutmann J. e Gao Y. (2011). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, 45, pp. 113-28.

Hargreaves K. e Cohen S. (2011). Cohen's Pathways of the Pulp. 10th edition Mosby Elsevier.

Hghgoo R. *et al.* (2014). An In vitro Comparison of Furcal Perforation Repaired with Pro-root MTA and New Endodontic Cement in Primary Molar Teeth- A Microleakage Study. *Journal of Dentistry*, 15, pp. 28-32.

Ingle, J. & Bakland, L. (2002). Endodontics Fifth Edition. London, BC Decker Inc.

Junaid A. *et al.* (2013). Influence of Single-file Endodontics on Apical Transportation in Curved Root Canals: An *Ex Vivo* Micro-Computed Tomographic Study. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 717-20.

Kim H. *et al.* (2012). Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 541-4.

Leonardo M. e Leonardo R. (2002). Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio. São Paulo, Editora Artes Médicas Ltda.

Madarati, A. *et al.* (2009). A Microcomputed Tomography Scanning Study of Root Canal Space: Changes after the Ultrasonic Removal of Fractured Files. *Journal of Endodontics*, 35, pp. 125-8.

Martins J. *et al.* (2014). Clinical Efficacy of Electronic Apex Locators: Systematic Review. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 759-77.

McSpadden, J. (2007). *Mastering Endodontic Instrumentation*. Canadá. Cloudland Institute.

Nguyen H. *et al.* (2014). Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1190-3.

Ninan E. e Berzins W. (2013). Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 39, pp. 101-4.

Parashos, P. e Messer, H. (2006). Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *Journal of Endodontics*, 32, pp. 1031-43.

Pedullà E. *et al.* (2013a). Cyclic fatigue resistance of tow reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *International Endodontic Journal*, 46, pp. 155-9.

Pedullà E. *et al.* (2013b). Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 39, pp. 258-61.

Pereira, E., *et al.* (2012). Physical and Mechanical Properties of a Thermomechanically Treated NiTi Wire Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal*, 45, pp. 469-74.

Pereira Lopes, H. *et al.* (2011). Fractura dos instrumentos endodônticos. Recomendações clínicas. *Revista Brasileira de Odontologia*, 68, pp. 152-6.

Pérez-Higueras J. *et al.* (2014). Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1477-81.

Peters O. *et al.* (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 45, pp. 1027-34.

Plotino, G. *et al.* (2012). Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*, 45, pp. 614-18.

Plotino, G. *et al.* (2014). Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. *International Endodontic Journal*. [Em linha]. Disponível em <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/iej.12302/>>. [Consultado em 22/11/2014].

Pongione G. *et al.* (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol*, 3, pp. 119-22.

Puri N. *et al.* (2013). An in vitro comparasion of root canal length determination by DentaPort ZX and iPex apex locators. *Journal of Conservative Dentistry*, 16, pp. 555-8.

Ruddle, C. (2005). The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 2005, 10, pp.187-90.

Shen Y. *et al.* (2011a). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37, pp. 997-1001.

Shen, Y. *et al.* (2011b). Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Intruments. *Journal of Endodontics*, 37, pp. 1566-71.

Shen Y. *et al.* (2013a). Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, 39, pp. 163-72.

Shen Y. *et al.* (2013b). HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46, pp. 720-9.

Soares, I. e Goldberg, F. (2002). *Endodoncia Técnicas e Fundamentos*. Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana.

Testarelli L. *et al.* (2011). Bending prop-erties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*, 37, pp. 1293-5.

Thakur S. *et al.* (2013). Evaluation of mineral trioxide aggregate as root canal sealer: A clinical study. *Journal of Conservative Dentistry*, 16, pp. 494-8.

Tsesis I. *et al.* Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. *Journal of Endodontics*, 36, pp. 797-800.

Varela-Patiño P. *et al.* (2010). Alternating versus Continuous rotation: A Comparative Study on the Effect on Instrument Life. *Journal of Endodontics*, 36, pp. 157-9.

Versluis, A. *et al.* (2012). Flexural Stiffness and Stresses in Nickel-Titanium Rotary Files for Various Pitch and Cross-sectional Geometries. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 1399-403.

Yared G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41, pp. 339-344.

Yared G. e Ramli G. (2013). Single file reciprocation: A literature review. *ENDO (Lond Engl)*, 7, pp. 171-8.

Ye J. e Gao Y. (2012). Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 105-7.

Zhao D. *et al.* (2014). Root Canal Preparation of mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-Computed Tomographic Study. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1860-4.

Zhou, H. *et al.* (2012). Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 1535-40.

Zinelis S. *et al.* (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 43, pp. 125-34.